

First Hit

End of Result Set

☐ **Generate Collection** **Print**

L2: Entry 1 of 1

File: JPAB

Jun 30, 1992

PUB-NO: JP404183446A

DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 04183446 A

TITLE: OPERATION ARRANGEMENT AIDED WITH IMAGE SYNTHESIS

PUBN-DATE: June 30, 1992

INVENTOR-INFORMATION:

NAME

COUNTRY

DOI, TAKESUMI

TSUZUKI, MASAKAZU

HASHIMOTO, HIROSADA

ASSIGNEE-INFORMATION:

NAME

COUNTRY

RES DEV CORP OF JAPAN

APPL-NO: JP02313682

APPL-DATE: November 19, 1990

US-CL-CURRENT: 378/41

INT-CL (IPC): A61B 6/03; A61B 6/03; G06F 15/62; G06F 15/72

ABSTRACT:

PURPOSE: To provide three dimensional image of internal body organ as a three dimensional image in real time during operation without incision by making a three dimensional model of the inside of a body utilizing the merits of various medical photographing devices.

CONSTITUTION: Image data from a plural number of different sectional photographing devices such as X-ray CT 1 and MRI 2 are taken into an image processing device 20 consisting of computers. A sectional image obtained with the X-ray CT and a sectional image obtained with the MRI are processed to make respective three dimensional images. Both images are united into a three dimensional image and displayed on a high resolution CRT 23. An image of field of operation, X-ray TV image, ultrasonic wave image, etc., obtained by photographing a subject are superimposed as required by means of a superimposer 22 and displayed on the CRT 23 so that exact positional relationship of diseased part is recognized.

COPYRIGHT: (C) 1992, JPO&Japio

⑫ 公開特許公報(A) 平4-183446

⑬ Int.Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成4年(1992)6月30日

A 61 B 6/03

3 6 0 G

8826-4C

3 7 7

8826-4C

G 06 F 15/62
15/72

3 9 0 B

8526-5L

4 5 0 K

9192-5L

審査請求 未請求 請求項の数 6 (全8頁)

⑮ 発明の名称 画像合成による手術支援システム

⑯ 特 願 平2-313682

⑰ 出 願 平2(1990)11月19日

特許法第30条第1項適用 1990年10月13日、エム・イー学会発行の「医用電子と生体工学 第28巻秋季特別号」に発表

⑱ 発 明 者 土 肥 建 純 東京都新宿区大京町2-1

⑲ 発 明 者 都 築 正 和 東京都文京区西方1-4-4

⑳ 発 明 者 橋 本 大 定 東京都文京区西方2-8-7

㉑ 出 願 人 新 技 術 事 業 団 東京都千代田区永田町2丁目5番2号

㉒ 代 理 人 弁 理 士 蛭 川 昌 信

明 細 書

1. 発明の名称

画像合成による手術支援システム

2. 特許請求の範囲

(1) 複数の異なる断層像撮影手段と、各断層像撮影手段からの断層像の輪郭をそれぞれ抽出する複数の輪郭抽出手段と、血管情報抽出手段と、各輪郭抽出手段および血管情報抽出手段からの画像を接続して立体像を作成する複数の三次元再構成手段と、各三次元再構成手段からの立体像を統合して一つの立体モデル像を作成する統合処理手段と、作成された立体モデル像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする画像合成による手術支援システム。

(2) 前記統合処理手段は、各三次元再構成手段からの立体像を変形操作処理して統合することを特徴とする請求項1記載の画像合成による手術支援システム。

(3) 前記統合処理手段は、標準モデルを参照して各三次元再構成手段からの立体像を変形処理し

て統合することを特徴とする請求項1記載の画像合成による手術支援システム。

(4) 請求項1記載の手術支援システムにおいて、統合処理手段により作成された立体モデル像に、さらに他の画像を重ね合わせる重ね合わせ手段を備えたことを特徴とする画像合成による手術支援システム。

(5) 前記他の画像は、術野画像、X線テレビ画像、超音波画像である請求項4記載の画像合成による手術支援システム。

(6) 複数の異なる断層像撮影手段は、X線CT、MRI、超音波CTからなる請求項1記載の画像合成による手術支援システム。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は手術の支援、医療診断等にも利用可能な画像合成による手術支援システムに関するものである。

〔従来の技術〕

近年の医用画像撮影技術の進歩は著しく、X線

CT、MRI、超音波断層画像などの各種断層データを短時間のうちに得ることが可能となっている。この大量の画像データを基に、単なる二次元的断層診断から更に積極的に患部の三次元的な位置関係を把握し、診断・治療に役立てたいという要請があるが、従来は目的部位を中心とした数枚の連続する断層像を比較しながら、患部付近の三次元的な位置情報を医師自身の頭の中で再構成して認識する以外に方法は無かった。

これに対してコンピュータ技術を用いた、三次元画像再構成の試みがなされてきている。これらの試みにより、医師にとっては従来よりも非常に容易にかつ直観的に患部の三次元的な位置関係を認識することが可能となっている。特に最近では、X線CT、MRI、超音波断層画像などの画像撮影装置から得られる画像データ（二次元断層像）を計算機内で処理し、三次元的な画像に再構成して各種の表示を行うシステムの開発が積極的に行われている。

現在三次元医用画像再構成の研究は、診断なら

立案、侵襲の少ない外科手術を実現するためのものである。即ち各種断層像撮影装置のもつそれぞれの画像描出性を活かして患部の立体像を作成し、さらに得られた立体像の長所のみを重ね合わせて観察できるようにすることにより、極めて有効な画像情報を提供でき、医療の支援を行うことができる画像合成による手術支援システムを提供することを目的とする。

〔課題を解決するための手段〕

本発明の画像合成による手術支援システムは、複数の異なる断層像撮影手段と、各断層像撮影手段からの断層像の輪郭をそれぞれ抽出する複数の輪郭抽出手段と、血管情報抽出手段と、各輪郭抽出手段および血管情報抽出手段からの画像を接続して立体像を作成する複数の三次元再構成手段と、各三次元再構成手段からの立体像を統合して一つの立体モデル像を作成する統合処理手段と、作成された立体モデル像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。また、統合処理手段は、各三次元再構成手段からの立体像を変形操作処理し

びに実際の手術計画やシミュレーションに役立つシステムの開発が始められた段階であるが、この技術は術前のみならず、術中、術後の手術全般に渡る支援をも可能とするものであるため、そのシステムとしてのハードウェアおよびソフトウェアの開発はこれからの医療の進歩にとって欠かせない重要な研究課題である。しかし現在のところ、術前の得られたX線透視像やCT等による断層像を元にして術者が頭の中で患部の三次元的な位置・形状を把握することにより手術を行わざるを得ない状況である。

〔発明が解決しようとする課題〕

このように、従来の手術においては、医師が各種画像をもとに頭の中で患部を中心とする三次元形状を把握するという作業をしなければならず、また実際の手術の場においては患部位置を確認するという作業のために、必要以上に開腹、切開を行うこともあり、患者にとっては大きな侵襲となっていた。

本発明は上記課題を解決し、容易な手術計画の

で統合すること、標準モデルを参照して各三次元再構成手段からの立体像を変形処理して統合すること、統合処理手段により作成された立体モデル像に、さらに他の画像（術野画像、X線テレビ画像、超音波画像等）を重ね合わせる重ね合わせ手段を備えたこと、複数の異なる断層像撮影手段として、X線CT、MRI、超音波CT等を用いることを特徴とする。

〔作用〕

本発明はX線CT、MRI、超音波断層像等、核断層画像について、各断層像を接続することにより立体画像を作成し、次に各立体画像の重心位置を合わせて変形操作し、また必要に応じて標準モデルを参照することによりこれらを統合し、一つの立体モデルを作成するようにしたものであり、各種画像撮影装置の長所を活かした患部の立体モデルを作成することができ、体内臓器の三次元的な位置情報が切開を要することなくリアルタイムの立体画像として得られるので手術計画、手術現場、術後管理等の支援等に極めて有効に利用すること

ができる。特に術中においては、統合された立体モデルと、X線TV、超音波画像、術野画像等を重ね合わせて画像表示することにより、よりの確に患部を認識することができるので医療行為にとって極めて有効な画像を作成して提示することができる。

〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

第1図は本発明の画像合成による手術支援システムの機能ブロック構成を示す図、第2図は装置構成を示す図である。図中、1はX線CT、2はMRI、3、4は輪郭抽出手段、5は血管情報抽出手段、6、7、8は三次元再構成手段、9は統合処理手段、10は標準モデル、11は重ね合わせ手段、12は術野画像、13はX線TV画像、14は超音波画像、15は表示装置、20は画像処理装置、21は記憶装置、22はスーパーインボーズ、23はCRTである。

本発明のシステム構成は第2図に示すようにな

検出し、さらに第10図(b)に示すように同スライス面でX線投影角度を順次変えて同様に直線走査してX線の透過強度を検出し、これらの透過強度分布から重量積分法により二次元吸収分布を算出して断層像を求めるものであり、実際には第10図(c)に示すように環状に配置したX線検出器104で移動するX線管103から照射されたX線の透過強度を検出するようにする。

このようなX線CTは、得られる画像のコントラスト分解能がよく、臓器、癌組織、骨等の断層像を得ることができるが、軟組織の像が得にくいという欠点がある。

一方、MRIは核磁気共鳴現象利用した画像撮影装置であり、例えば第11図(b)に示すようにZ方向に勾配磁場

$$H = H_0 + G_z \cdot Z$$

をかけておき、中心周波数 $\omega_0 = \gamma H_0$ の近傍に限った周波数成分を含む90°パルスによりスピンを励起すると、図の斜線部分115のスライス面が選択励起され、この領域からの自由減衰信

っている。すなわち、X線CT1、MRI2のように複数の異なる断層像撮影装置からの画像データを、コンピュータからなる画像処理装置20に取込み、X線CTで得られた断層像、MRIで得られた断層像を画像処理してそれぞれ三次元立体像を作成するとともに、各三次元立体像を統合して一つの立体モデルを作成し、高解像度のCRT23に表示する。また、得られた立体モデルに、必要に応じて患者を撮影した術野画像、X線TV画像、超音波画像等をスーパーインボーズ22でミキシングして重畳し、CRT23に表示することにより、的確に患部の位置関係を把握することができる。

次に、第1図の機能ブロック図を参照してより詳細に本発明を説明する。

まず、第1図におけるX線CT、MRIについて第10図、第11図により概略説明する。

X線CTは、例えば第10図(a)に示すようにX線管101とX線検出器102とで直線走査して患者の目的部位をスライスしてX線の透過強度を

号検出し、信号処理することでスライスの画像を求めることができる。実際の装置は、第11図(a)に示すように、例えば患者の頭部の周囲に主コイル110を配置して静磁場を印加しておき、高周波コイル111でスピンを励起してスピネコを検出するようにしている。

MRI画像は、主として¹Hの密度、緩和時間等を検出するものであり、臓器の深部や、血管像等軟組織の像を鮮明に得ることができるが、骨等の硬組織部分の像が得にくい。

このように、各撮影法により臓器の画像抽出性が異なる。

次にX線CT、MRIによって得られた断層画像は、第1図の輪郭抽出手段3、4、血管情報抽出手段5によりその輪郭像が抽出されることになる。

輪郭抽出手段3、4は、第3図に示すように、原画像30の輪郭を抽出すべき臓器31の画像データに対して2値化処理を行って2値化画像を作成し、次に画像処理の手法として周知の細線化処

理により輪郭データ33を得るものである。

血管情報抽出手段5は、第4図に示すように、原MRI画像40の血管画像を含む領域41を指定して血管領域42を指示し、同様に2値化処理して2値化画像を作成し、細線化処理により得られた輪郭データに対して中心と半径を求めるものである。

こうして、第5図(a)に示すように、多数のX線CT断層像50に対して輪郭データ51が得られ、同様に第5図(b)に示すように多数のMRI断層像52に対して臓器の輪郭データ53、及び血管データ54が得られる。

次に、輪郭像が得られたX線CT断層像、MRI断層像より三次元再構成手段6、7、8により三次元像を作成する。

三次元再構成手段6、7は、第6図(a)に示すように、隣接する断層輪郭像60、61に対して、対応する複数の点を結ぶ3角形像を形成して立体モデル化するものである。各輪郭データは点列で表現されるので、上下に隣接する輪郭の間に、点

列をもとに、各点列を頂点とする3角形を形成する。例えば、断層輪郭像60が点列 U_1, U_2, \dots, U_n 、断層輪郭像61が点列 L_1, L_2, \dots, L_m からなるとすると、上下の輪郭点列から各1点ずつを接続して3角形の1辺を作る。この場合、現在 $U_i - L_j$ まで接続済みとすると、次の接続候補は $U_i - L_{j+1}$ か $U_{i+1} - L_j$ のどちらかであり、それぞれの距離を計算し、短い方を選んで接続する。これを輪郭一周分繰り返すことにより、輪郭間に3角形が作成される。

この操作を、第6図(b)に示すように、例えば最上段の隣接輪郭データを接続し、順次最下段まで繰り返すことにより立体モデルが完成する。

血管に対する三次元再構成手段8は、第7図に示すように、得られた断層血管像70を基にし、隣接血管像の各断層間を接続していくものである。

血管データは半径と中心からなっているので、隣接する血管データの中心を線71で順次接続していくことにより、容易に立体像が得られる。

更に臓器の各立体モデル、血管モデルは統合化

処理手段9により統合して一つの立体モデルが作成される。

X線CTから得られた立体モデル、MRIから得られた立体モデル、血管モデルは、画像を得たときの撮影条件、患者の姿勢等の違いにより同一ではないため、単純に重ね合わせることは不可能である。そこで、相互のモデルを統合する場合には、形状が揃うように変形する必要がある。

この変形操作は、まず、被変形モデルの断面と対応する変形目標のモデル断面との重心が一致するように重ね合わせて表示し、この平面で変形指示を行うものである。第8図に示すように、重心 G を一致させた変形すべきモデルの断面輪郭80を変形目標の輪郭81に変形する場合、点 $P_1(P_1, \theta_1)$ と P_1 の変形後の位置とを結ぶ変形ベクトル V_1 、点 $P_{i+1}(P_{i+1}, \theta_{i+1})$ と P_{i+1} の変形後の位置とを結ぶ変形ベクトル V_{i+1} を考え、重心 $G - P_1 - P_{i+1}$ からなる扇形を重心 $G - V_1 - V_{i+1}$ からなる扇形に変形するものである。

$V_1 - V_{i+1}$ に挟まれた扇形の任意位置における変形ベクトルの算出は、直線近似の場合には次式により行えばよい。

$$V(r, \theta) = A_1(r) B_1(\theta) V_1 + A_{i+1}(r) B_{i+1}(\theta) V_{i+1}$$

ここで、 $A_1(r)$ 、 $A_{i+1}(r)$ は第8図(c)に示すような0～1の間の値であり、 $B_1(\theta)$ 、 $B_{i+1}(\theta)$ は第8図(d)に示すような0～1の間の値である。なお、直線近似に限らず、補間曲線を利用するなどしてもよい。

こうして、第8図(e)に示すように、変形前の扇形82に含まれる全ての像は変形後の扇形83に変形されることになる。これにより、X線CTとMRIの画像統合において、例えば腹部表面が一致するように変形することで内部の臓器構造も一致するように変形することができる。実際の変形操作は一度に複数の変形ベクトルを指示した後、一括して全体の変形操作の演算を行うようにする。

なお、変形操作を行う場合には、必要に応じて既に得られている標準モデル10を参照するよう

にしてもよい。

この統合処理により、第9図に示すように、骨組織まで含まれるX線CTの立体モデル90と、MRIにより得られた臓器モデル91、血管モデル92を統合し、一つの患部の立体モデル93が得られる。この立体モデルは、各種画像撮影装置の長所が取り入れられたことになり、手術、診察等の医療に対して極めて有効な情報を提供することができる。

一方、こうして統合された一つの立体モデルは、コンピュータグラフィックス技術により、移動・拡大縮小・回転等の様々な表示を行うことができる。また、切断面表示、半透明表示、色によるラベル付けを行うことによって術者の特に必要としている情報を強調して表示することも可能である。更に統合処理により得られた立体モデルに、術野画像12、X線TV画像13、超音波画像14等を重ね合わせ手段11により重ねることもできる。これらの画像は術中に大いに効力を発揮する。

この画像は、立体視によりその三次元位置情報

画像を作成することができる。

また、手術ロボットの導入による遠隔手術が可能となる。

この場合の画像合成も単純に重ね合わせるだけでは不十分である。例えば、カメラによる実体像撮影においては、左右両テレビカメラの視点を術者の注目点に持ってくることによって立体視を容易にしておき、従ってこの場合の視線は注目点を交点として交差している。一方、X線立体透視装置においては視線は平行である。このためにテレビカメラとX線の焦点を光学的に同一の位置に配置したとしても得られる画像は幾何的に同一ではない。両者を合成するためには透視像を光学的関係から数学的に変換することによって実体画像との位置合わせを行う必要がある。

表示装置15は、ミキサーによって得た左右両眼像を術者の左右両眼に対して個別に提示することによって患部の立体画像を把握させ、その三次元的な位置情報を容易に理解せしめるために、立体視可能なものからなっている。

を容易に理解できるようにするためのものであり、複数の画像をリアルタイムで重ね合わせるものである。

例えば、X線ステレオ透視装置を使用し、左右両眼に相当する二つのX線焦点を持ったX線管によって人体のX線立体透視像を得る。また、テレビカメラを使用し、患部の実際の様子を二台のテレビカメラによって立体画像として撮影し、いわば術者の目に相当する画像を得るようにしてもよい。これらの画像を合成すれば患者の透視画像を提供することになる。また、二台のカメラを人間の瞳孔間距離よりも離して配置することにより、立体感を容易に強調することが可能となり、微細な手術操作に効果的である。また、さらに超音波画像を用いて重ねるようにしてもよい。

こうして、X線透視像、カメラによって撮影された実体像、超音波画像、コンピュータグラフィックス（三次元立体像）をミキシングし、術者の要求に応じてフェードイン・フェードアウトを行い、立体視覚装置等で術者の左右両眼に提示する

〔発明の効果〕

以上のように本発明によれば、各種医用画像撮影装置の長所を活かして体内の立体モデルを作成することができるので、体内臓器の三次元的な位置情報が切開を要することなく術中にリアルタイムで立体画像として得られ、穿刺のような侵襲の少ない治療手段が熟練を要することなく容易に行え、また必要以上に多くの侵襲を伴う手術が少なくなり、手術がより安全かつ確実に実行される。また、ロボット技術と組み合わせることで医療費が軽減され、さらに通信手段を用いた手術が可能となり、地域医療に大きく貢献することが予想される。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の画像合成による手術支援システムの機能ブロック構成を示す図、第2図は装置構成を示す図、第3図は輪郭抽出方法を説明するための図、第4図は血管情報抽出を説明するための図、第5図は断層像から得られた輪郭データ、血管データを説明するための図、第6図は三次元再構成を説明するための図、第7図は血管データ

の断層間接続を説明するための図、第8図は変形操作を説明するための図、第9図は統合化処理を説明するための図、第10図はX線CTを説明するための図、第11図はMRIを説明するための図である。

1…X線CT、2…MRI、3…輪郭抽出手段、4…輪郭抽出手段、5…血管情報抽出手段、6、7、8…三次元再構成手段、9…統合処理手段、10…標準モデル、11…重ね合わせ手段、12…術野画像、13…X線TV画像、14…超音波画像、15…表示装置、20…画像処理装置、21…記憶装置、22…スーパーインポザ、23…CRT。

出 願 人 新技術事業団
代理人 弁理士 蛭 川 昌 信 (外7名)

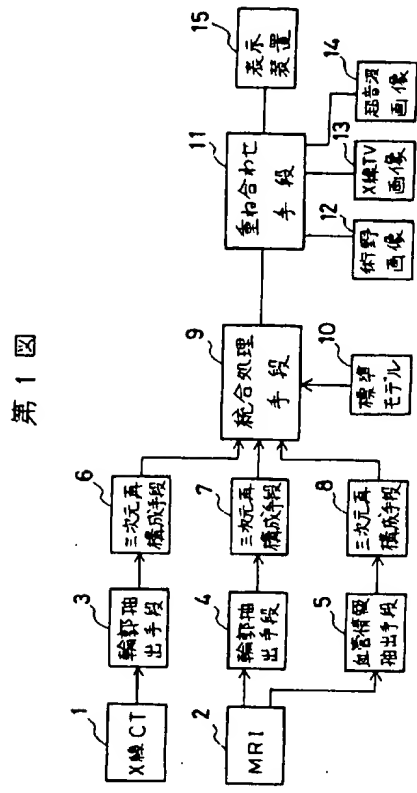
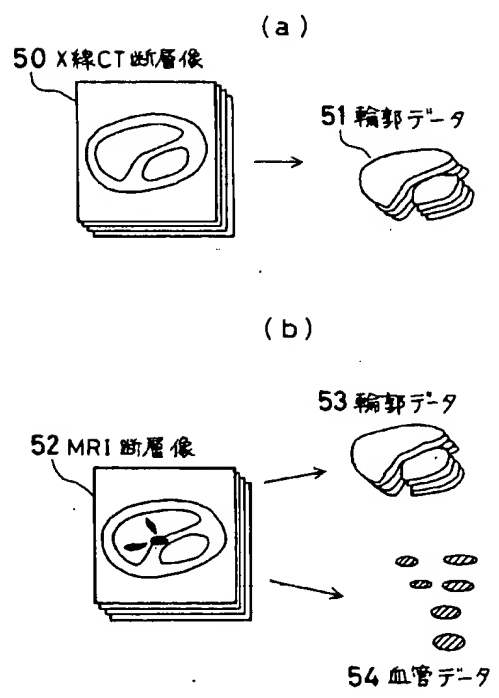
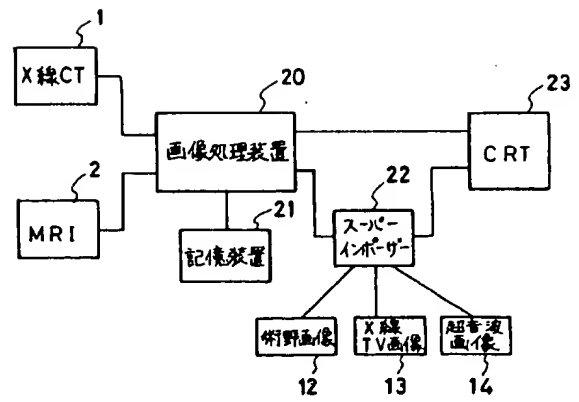


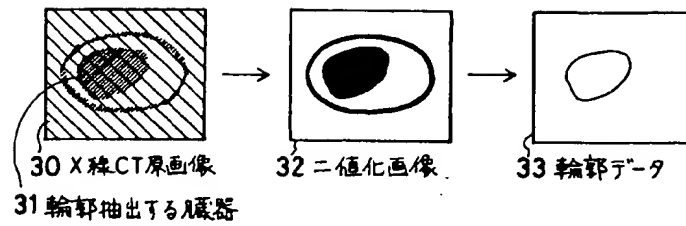
図 1
概 観

第 5 図

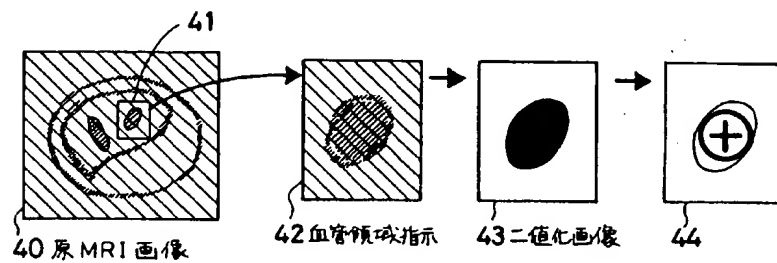
第 2 図



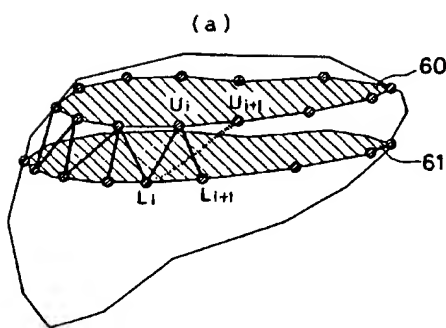
第 3 図



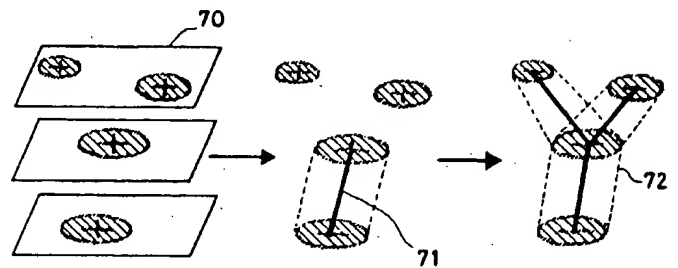
第 4 図



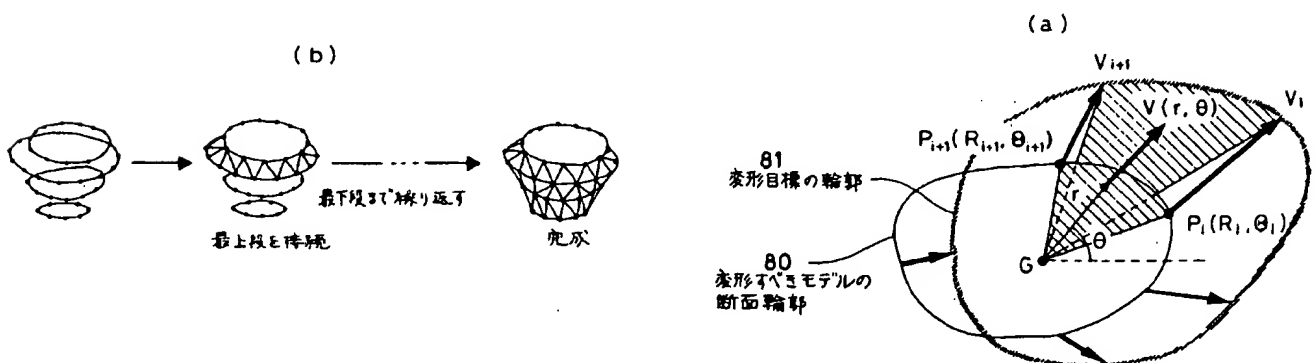
第 6 図



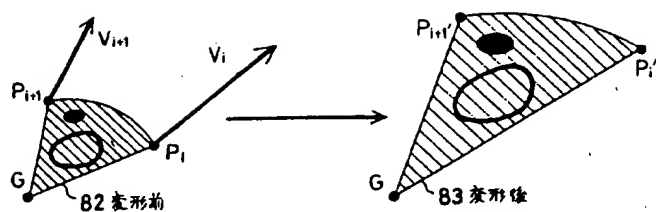
第 7 図



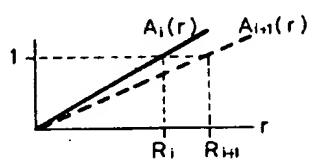
第 8 図



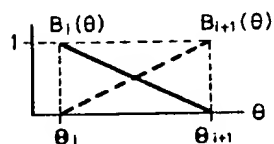
第8図(b)



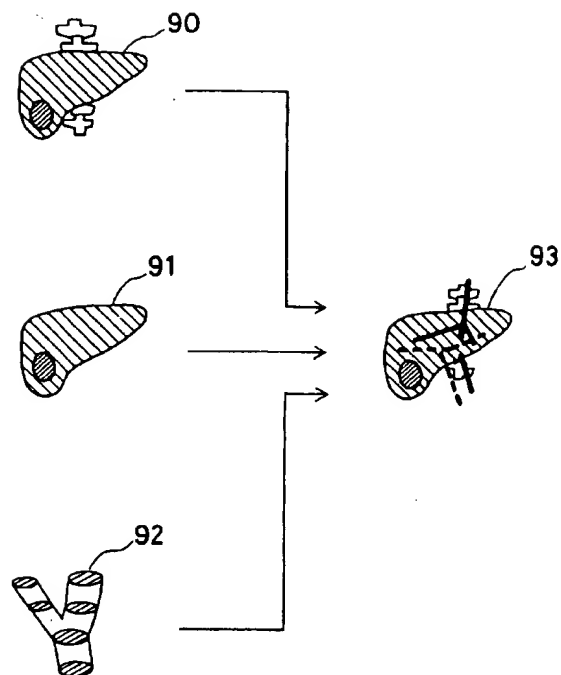
第8図(c)



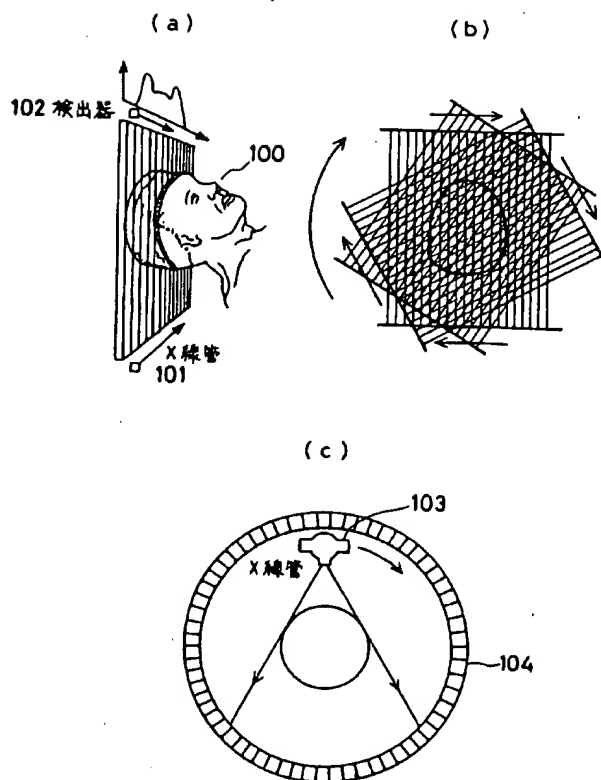
第8図(d)



第9図



第10図



第11図

